Применение оптической магнитометрии для обнаружения слабых магнитных полей, создаваемых токоведущей металлизированной дорожкой*

Е.Таскова, Э.Алипиева, Н.Станкова, В.Ранев, К.Андреева, Д.В.Бражников

Схема накачка – зондирование использована для регистрации резонансов пересечения уровней в нулевом магнитном поле в парах Rb, содержащихся в кювете с антирелаксационным покрытием стенок. Схема применяется для обнаружения слабого магнитного поля, создаваемого токоведущим микропроводом (металлизированной дорожкой). Такие микропровода можно использовать в нейронных протезах и гибридных бионических системах в составе массивов микроэлектродов. В частности, продемонстрирована работа микропровода, являющегося частью интерфейса «нейрон – электрод», при приложении к нему напряжения, что указывает на возможность дистанционно определять состояние микропроводов (проводит/не проводит) для использования в нейронных имплантатах.

Ключевые слова: *резонансы пересечения уровней, электромагнитно-индуцированная абсорбция, атомная магнитометрия, квантовые сенсоры, массивы микроэлектродов, ПДМС.*

1. Введение

Бурное развитие методов квантовой магнитометрии в последние годы связано с рядом важнейших задач в области как прикладной, так и фундаментальной физики, требующих использования высокочувствительных магнитометров. Среди возможных применений – медицинские, например, использование атомных магнитометров с оптической накачкой для диагностики заболеваний сердца, исследований головного мозга и т.д. [1–4]. Некоторые из продемонстрированных в последнее время реализаций магнитометров превосходят стандартные технологии, используемые в медицине, например, сквид-магнитометры, как по достигнутой чувствительности, так и по отсутствию потребности в криогенных температурах и повышенном энергопотреблении. Кроме медицины, датчики магнитного поля такого типа находят применение в геофизике [5], гравиметрии [6], дистанционной томографии магнитных полей [7] и др.

Магнитометры данного типа работают на основе контроля квантового состояния атомов, которое определяется вектором окружающего магнитного поля. Одним из наиболее интересных и многообещающих нелинейных интерференционных эффектов применительно к магнитометрии является эффект когерентного пленения населенностей (КПН) и связанная с ним электромагнитно-индуцированная прозрачность (ЭИП) атомной среды. Эффект заключается в приготовлении атомарной среды (паров атомов щелочных металлов) в особом когерентном состоянии, в котором среда не поглощает свет, резонансный с оптическим атомным переходом. КПН проявляется, в частности, в виде нелинейного узкого резонанса (пика прозрачности), наблюдаемого в интенсивности прошедшего через среду света в зависимости от расстройки разности частот оптических волн от разности частот задействованных долгоживущих состояний в атоме, которая определяется величиной магнитного поля. В 1998 г. в работе [8] экспериментально продемонстрирован противоположный эффект, а именно электромагнитно-индуцированная абсорбция (ЭИА) – поглощение, связанное со спонтанным переносом анизотропии из возбужденного в основное состояние атома [9].

Наиболее важной характеристикой этого типа резонансов является то, что ширины их линий определяются только ширинами уровней основного состояния атомов, поэтому они намного меньше, чем естественные ширины линий оптических переходов (так называемые резонансы субъестественной ширины). Для увеличения времени жизни этих уровней используются различные подходы, в том числе добавление благородного или другого молекулярного газа в качестве буферного газа в ячейку или нанесение антирелаксационного покрытия на стенки ячейки. Эти меры приводят к значительному снижению контраста резонанса, поэтому были предложены разные подходы, чтобы удовлетворить противоречивым требованиям для получения высокого контраста и малой ширины линии при использовании стандартных схем реализации.

Очень удобным подходом к изучению указанных эффектов является так называемая магнитооптическая техника пересечения уровней (эффект Ханле в основном состоянии). В этом подходе для возбуждения используется излучение только одной длины волны, а сигнал поглощения/флуоресценции регистрируется путем сканирования магнитного поля, приложенного параллельно или

* Перевод с англ. В.Л.Дербова.

E.Taskova, E.Alipieva, N.Stankova, V.Ranev. Institute of Electronics, Bulgarian Academy of Sciences, boul. Tzarigradsko shosse 72, Sofia, Bulgaria
C.Andreeva. Institute of Electronics, Bulgarian Academy of Sciences, boul. Tzarigradsko shosse 72, Sofia, Bulgaria; Faculty of Physics, Sofia University, boul. J. Bourchier 5, Sofia, Bulgaria;
e-mail: c.andreeva@ie.bas.bg
Д.В.Бражников. Институт лазерной физики СО РАН, Россия, 630090 Новосибирск, просп. Акад. Лаврентьева, 15Б; Новосибирский государственный университет, Россия, 630090 Новосибирск, ул. Пирогова, 1; e-mail: brazhnikov@laser.nsc.ru

Поступила в редакцию 14 марта 2022 г., после доработки – 29 апреля 2022 г.

ортогонально волновому вектору света [10]. Центр резонанса отвечает нулевому значению соответствующей декартовой компоненты суммарного магнитного поля (см., напр., [11]).

Недавно была предложена новая схема подготовки и регистрации когерентного состояния на открытом дипольном переходе, где использование буферного газа не приводит к подавлению сигнала ЭИА, в отличие от многих других схем наблюдения. В этой модифицированной схеме Ханле ЭИА происходит из-за взаимодействия зондирующего пучка излучения с основным состоянием атома, которое либо выстроено [12], либо ориентировано [13] встречным пучком излучения накачки. Экспериментальные результаты показывают, что в этой конфигурации открытый переход может привести к сигналу ЭИА с шириной линии менее килогерца и контрастом, приближающимся к 100% (для сравнения: стандартная схема Ханле для открытых переходов дает контраст в лучшем случае около 10%).

Аналогичная конфигурация использовалась в [14], где схема накачка–зондирование со встречными пучками применялась для D_1-линии в парах калия, содержащихся в ячейке с покрытием. Следует отметить, что в атомах калия, строго говоря, переходы в D_1-линии нельзя считать «открытыми» из-за того, что сверхтонкое расщепление основного состояния на уровни энергии с угловыми моментами $F_g = 1$ и 2 меньше доплеровской ширины линии перехода. Показано, что при параллельных линейных поляризациях излучения накачки и зондирующего излучения контраст регистрируемых резонансов достигает 70%. Контрасты выше 90% были недавно получены в конфигурации с σ^+- и σ^--поляризациями пробного поля и излучения накачки при возбуждении D_1-линии цезия в кювете с буферным газом [13].

Недавно были также получены экспериментальные результаты с использованием встречных пучков излучения накачки и зондирования с взаимно ортогональными линейными поляризациями, возбуждающего переход в D_1-линии рубидия, который находится в оптической кювете с покрытием [15]. В этой работе показано, что, как и для стандартной конфигурации Ханле [16], резонанс, полученный при сканировании продольного магнитного поля, имеет сложную (двойную лоренцеву) форму линии. Следует отметить, что приложение дополнительного слабого постоянного магнитного поля, ортогонального волновому вектору лазерного излучения, приводит к уширению резонанса [13].

В настоящей работе мы применяем конфигурацию, описанную в [15], для обнаружения слабого магнитного поля, генерируемого токонесущим микропроводом (металлизированной дорожкой), который используется в нейронных протезах и гибридных бионических системах в составе массивов микроэлектродов, а именно для определения рабочего (холостого) состояния таких нейронно-электродных интерфейсов [17]. Цель работы – показать возможность дистанционной проверки состояния микропроводов (проводящего или непроводящего) для использования в нейронных имплантатах.

2. Экспериментальная установка

Используемая установка аналогична описанной в [15] и схематически показана на рис.1. Для измерения пропускания ячейки в конфигурации накачка–зондирование используется один пучок лазерного излучения на длине волны 795 нм, находящегося в резонансе с D_1-переходом Rb. Направление его линейной поляризации контролируется с помощью пластины $\lambda/2$. Пучок диаметром примерно 4 мм разделяется на два пучка ортогонально поляризованных излучений с помощью поляризационного светоделителя (ПСД). Пучок накачки $\boldsymbol{E}_{\text{pump}}$ (красная линия на рис.1,*а*, горизонтальная поляризация вдоль оси x на рис.1,*б*) мощностью 500 мкВт проходит через ячейку и выстраивает атомы Rb в основном состоянии. Зон-

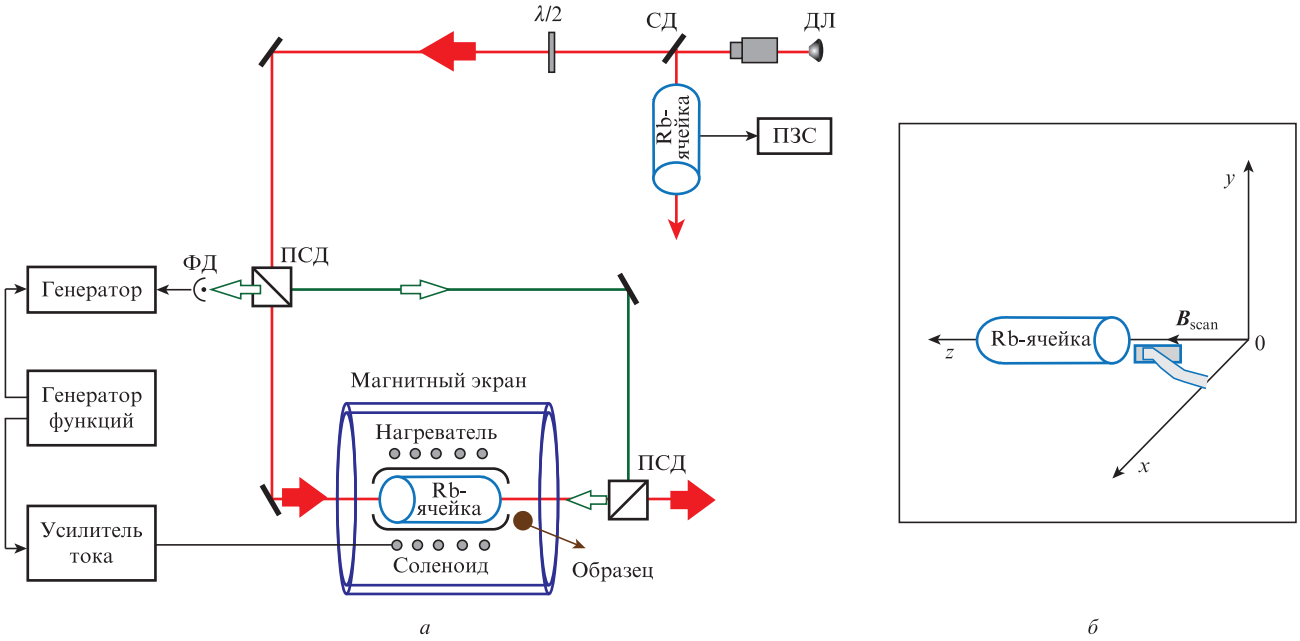

Рис.1. Схема экспериментальной установки для регистрации магнитооптических резонансов в конфигурации Ханле с использованием пучков накачки и зондирования (*а*) и положение образца по отношению к ячейке (*б*):
ДЛ – диодный лазер; ПСД – поляризационный светоделитель; ФД – фотодиод. Белые стрелки обозначают зондирующий пучок, красные – пучок накачки. Стенки оптической ячейки имеют антирелаксационное покрытие.

дирующий пучок $\boldsymbol{E}_{\text{probe}}$ (зеленая линия на рис. 1,*а*) имеет ортогональную поляризацию (вертикальную, перпендикулярную плоскости рис.1,*а* и направленную вдоль оси *y* на рис.1,*б*) и мощность 8 мкВт. Он направлен с помощью системы зеркал навстречу пучку накачки для зондирования состояния атомов Rb, подготовленного пучком накачки, и регистрируется фотодиодом (ФД). Схема позволяет добиться очень точного перекрытия пучков накачки и зондирования с отличным последующим их разделением и отдельным управлением мощностями излучения накачки и зондирующего излучения с помощью нейтральных фильтров (на рис.1 не показаны).

Ячейка диаметром 2 см и длиной 2.5 см, служащая датчиком магнитного поля, покрыта изнутри парафином и содержит пары ^{87}Rb. Ее температура поддерживается равной примерно 40 °C. Ячейка помещена в соленоид длиной 30 см, создающий однородное постоянное магнитное поле, направленное вдоль оси ячейки. И ячейка, и соленоид помещены в двухслойный магнитный экран для защиты от внешних магнитных полей. Частота излучения лазера контролируется по сигналу флуоресценции во второй (эталонной) кювете, содержащей естественную смесь изотопов Rb. Исследуемый образец помещается перед кюветой на расстоянии около 10 мм от переднего окна. Видно, что при указанном положении образца генерируемое им магнитное поле направлено вдоль оси *x*. Оно не однородно, а уменьшается вдоль ячейки.

Если измеряемое магнитное поле является продольным, центр резонанса смещается относительно нулевого значения сканируемого магнитного поля. Величина неизвестного магнитного поля оценивается непосредственно по величине этого сдвига (при котором сканируемое магнитное поле компенсирует дополнительное).

Как упоминалось выше, когда измеряемое магнитное поле поперечно, происходит уширение резонанса и в конечном счете его исчезновение. Таким образом, необходима тщательная калибровка ширины резонанса в зависимости от величины поперечного магнитного поля. Она была реализована с помощью пары катушек Гельмгольца с известным отношением величины постоянного магнитного поля к току посредством регистрации ширины линии сигнала для различных значений ортогонального магнитного поля, создаваемого катушками.

3. Описание образца

Технология подготовки образцов основана на модификации поверхности и активации оптически прозрачных биосовместимых полимеров импульсным лазерным излучением. Такой подход применяется при разработке технологий интерфейса «нейрон–электрод», предназначенных для обеспечения тонких движений конечностей или частичного восстановления зрения, слуха, чувства давления и осязания, управления функциями различных органов, таких как сердце, печень, центральная и периферическая нервная система, мышцы. Эта пограничная область, объединяющая биологию и электронику в одно целое, известна как бионика.

Указанные нейронные имплантаты могут быть реализованы путем разработки новых материалов и технологий для изготовления массивов микроэлектродов (ММЭ) на биосовместимых носителях, например на устройствах интерфейса нейронных электродов для регистрации и/или стимуляции нервной активности в соответствующей части тела. Они имплантируются в мягкие ткани, такие как головной мозг, спинной мозг, мышцы и другие органы. Подходящим материалом в качестве носителя ММЭ является синтетический эластомер полидиметилсилоксан (ПДМС), в основном из-за его высокой биосовместимости и долговременной биостабильности. Кроме того, он нетоксичен и обладает высокой газопроницаемостью, эластичностью и механической гибкостью. Первые два этапа изготовления микроэлектродной дорожки этого типа включают: (1) структурирование и активацию поверхности ПДМС путем непосредственной обработки (абляции) наносекундными импульсами лазерного излучения с длиной волны 266 нм, длительностью импульсов 15 нс и частотой их следования 10 Гц; (2) функционализацию образца ПДМС автокаталитическим (химическим) осаждением платины на активированные участки – так называемую химическую металлизацию. На рис.2 показаны фотография массива таких дорожек до подключения проводов подачи напряжения, а также увеличенная фотография одной из дорожек, подключенной с обоих концов. Более подробная информация о процессе изготовления образцов представлена в [18].

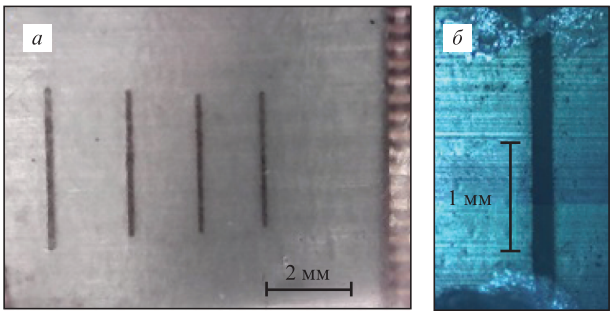

Рис.2. Фотографии массива металлизированных дорожек до (*а*) и после (*б*) подключения проводов к концам одной из дорожек.

Толщина образца составляет ~200 мкм с учетом требований максимальной гибкости при изгибе имплантируемого устройства, а длина дорожки – ~2 мм. Для удобства измерений эластомер ПДМС помещают на стеклянную подложку, что ограничивает расстояние между микродорожкой и окном ячейки до ~10 мм.

4. Результаты экспериментов

На рис.3 представлен профиль резонанса в парах рубидия, полученного в ячейке с антирелаксационным покрытием. Видно, что он состоит из более широкого пьедестала и узкого резонанса в центре, поэтому для анализа полученного сигнала профиль аппроксимировался двумя лоренцевскими контурами. На рис.3 показаны результаты аппроксимации контрольного сигнала, т.е. сигнала в отсутствие образца, со скомпенсированным поперечным магнитным полем. Сканируемое продольное магнитное поле B_z соленоида откалибровано, в результате чего ширина линии узкой составляющей сигнала составила 2.2 мГс.

Затем ширина линии сигнала должна быть откалибрована по величине поперечного магнитного поля. Поскольку образец индуцирует магнитное поле в направлении оси *x* (см. рис.1,*б*), для создания дополнительного постоянного магнитного поля вокруг датчика (т.е. оптической ячейки) использовалась катушка Гельмгольца с

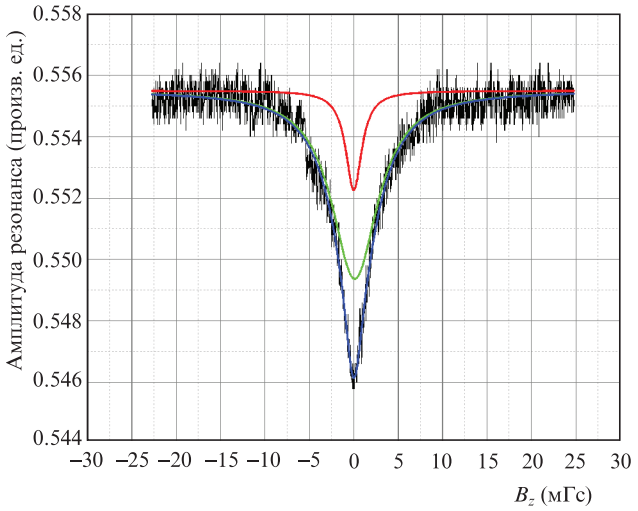

Рис.3. Сигнал резонанса и его аппроксимация двумя функциями Лоренца (красная и зеленая линии).

известным отношением «магнитное поле/ток» (мГс/мА) (не показана на рис.1). Для слабых поперечных магнитных полей полученный градуировочный график для ширины узкой компоненты на полувысоте представлен на рис.4. Видно, что, как и в работе [13], зависимость ширины линии для диапазона используемых величин поперечных магнитных полей B_x имеет линейный характер, что важно для магнитометрии.

После процедуры калибровки образец помещается перед ячейкой, как показано на рис.1, и на него подается напряжение 1 В. Обычно такие микропровода в бионических чипах работают при несколько более высоких напряжениях [19], но с применением специальных методов охлаждения. Мы не охлаждали образец, поэтому не использовали более высокое напряжение. Первоначально был измерен также протекающий в цепи микропровода ток, который составил 15 мА, что дает значение удельного сопротивления ~6 Ом/квадрат (Ом/квадрат – это единица измерения удельного сопротивления тонких пленок, «sheet resistance» в специальных единицах «ohms per square»). Следует отметить, что при нормальных условиях испытаний было бы невозможно добавить средства измерения тока в схему рабочего образца, поэтому дистанционное зондирование должно быть надежным.

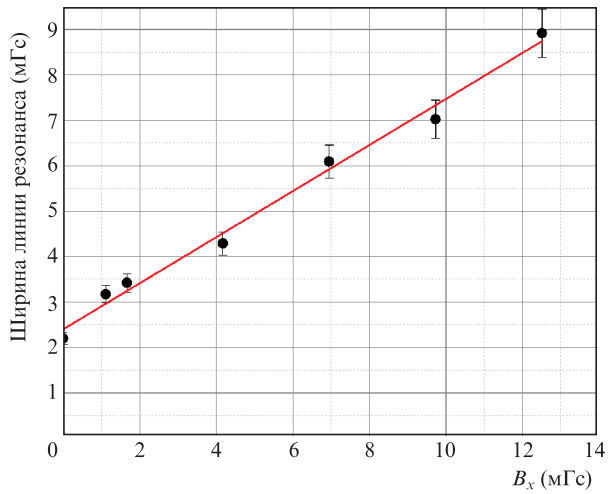

Рис.4. Ширина на полувысоте узкой компоненты магнитооптического резонанса в зависимости от величины слабого поперечного постоянного магнитного поля B_x.

При подаче напряжения на микропровод регистрируется главным образом не смещение центра резонанса, а уширение резонансного сигнала, которое подтверждает, что магнитное поле, создаваемое образцом в выбранном положении, ортогонально сканируемому магнитному полю. Полученная ширина сигнала составила $\omega = (4.3 \pm 0.2)$ мГс, что соответствует поперечному постоянному магнитному полю $B_x = (3.8 \pm 0.4)$ мГс. Эта неопределенность оценивается примерно в 5% по результатам подгонки калибровочной линии. Данное значение также подтверждается статистическим анализом результатов повторных измерений, который дает относительную погрешность 2%–5%.

Следует подчеркнуть, что обсуждаемый сигнал получается при относительно большом удалении образца от окна сенсорной ячейки (оно ограничено краем стеклянной подложки, удерживающей ПДМС), что подтверждает реализуемость метода дистанционного бесконтактного обнаружения микропроводов в условиях живых систем.

5. Заключение

В работе показано, что проводимость и, следовательно, рабочее состояние токопроводящих металлизированных дорожек микронной толщины, используемых в нейробионических имплантатах, можно определить с помощью магнитооптического резонанса электромагнитно-индуцированной абсорбции в конфигурации накачка–зондирование. Микропровод изготавливается путем структурирования и активации ПМДС наносекундным импульсным лазером с последующей химической металлизацией платиной. Приложение напряжения в 1 В к микропроводу, расположенному на расстоянии 10 мм от датчика на парах рубидия, позволило измерить поперечное магнитное поле (3.8 ± 0.4) мГс, созданное образцом, что достаточно для определения рабочего/нерабочего (проводящего/непроводящего) состояния.

Ведутся дальнейшие работы, включающие замену системы «магнитный экран–соленоид» на систему трех взаимно ортогональных пар катушек Гельмгольца для выбора различных положений образца относительно рубидиевой ячейки и изучения поведения проводящих дорожек при изгибе и скручивании полимера (без стеклянной подложки). В частности, это включает измерение магнитных сигналов, индуцированных массивами микроэлектродов, путем моделирования их возможных положений при применении нейронных имплантатов *in vitro* и *in vivo*. Такая методика может открыть новые подходы для дистанционного (неинвазивного) контроля электрической надежности или обнаружения дефектов нейроэлектродных интерфейсов под действием внешних факторов, включая давление, изгиб, скручивание и растяжение после их имплантации в организм.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 20-52-18004) и Болгарского национального научного фонда (грант № КП-06-Россия/11) в рамках совместного исследовательского проекта. Д.В.Б. также благодарит Российский научный фонд (грант № 17-72-20089).

1. Bison G., Wynands R., Weis A. *Opt. Express*, **11**, 904 (2003).
2. Sander T.H., Preusser J., Mhaskar R., Kitching J., Trahms L., Knappe S. *Biomed. Opt. Express*, **3**, 981 (2012).
3. Belfi J., Bevilacqua G., Biancalana V., Cartaleva S., Dancheva Y., Moi L. *J. Opt. Soc. Am. B: Opt. Phys.*, **24** (9), 2357 (2007).
4. Marquetand J., Middelmann Th., Dax J., Baek S., Sometti D., Grimm A., Lerche H., Martin P., Kronlage C., Siegel M., Braun Ch., Broser Ph. *Clin. Neurophysiol.*, **132**, 2681 (2021).
5. Lipsich A., Barreiro S., Valente P., Lezama A. *Opt. Commun.*, **190**, 185 (2001).
6. Bongs K., Holynski M., Vovrosh J., Bouyer P., Condon G., Rasel E., Schubert C., Schleich W.P., Roura A. *Nat. Rev. Phys.*, **1**, 731 (2019).
7. Zhang R., Klinger E., Pedreros Bustos F., Akulshin A., Guo H., Wickenbrock A., Budker D. *Phys. Rev. Lett.*, **127**, 173605 (2021).
8. Akulshin A.M., Barreiro S., Lezama A. *Phys. Rev. A*, **57**, 2996 (1998).
9. Taichenachev A.V., Tumaikin A.M., Yudin V.I. *Phys. Rev. A*, **61**, 011802 (1999).
10. Dancheva Y., Alzetta G., Cartaleva S., Taslakov M., Andreeva C. *Opt. Commun.*, **178**, 103 (2000).
11. Alipieva E., Gateva S., Taskova E. *IEEE Trans. Instr. Meas.*, **54**, 2 (2005).
12. Brazhnikov D.V., Ignatovich S.M., Novokreshchenov A.S., Skvortsov M.N. *J. Phys. B: At. Mol. Opt.*, **52**, 215002 (2019).
13. Brazhnikov D.V., Vishnyakov V.I., Ignatovich S.M., Mesenzova I.S., Andreeva C., Goncharov A.N. *Appl. Phys. Lett.*, **119**, 024001 (2021).
14. Gozzini S., Lucchesini A., Marinelli C., Marmugi L., Gateva S., Tsvetkov S., Cartaleva S. *J. Phys. Conf. Ser.*, **700**, 012051 (2016).
15. Taskova E., Alipieva E., Andreeva C., Brazhnikov D. *J. Phys. Conf. Ser.*, **1492**, 012011 (2020).
16. Alipieva E., Gateva S., Taskova E., Cartaleva S. *Opt. Lett.*, **28**, 19 (2003).
17. Didier Ch.M., Kundu A., DeRoo D., Rajaraman S. *J. Micromech. Microeng.*, **30** (10), 103001 (2020).
18. Stankova N., Nikolov A., Iordanova E., Yankov G., Nedyalkov N., Atanasov P., Tatchev D., Valova E., Kolev K., Armyanov S., Karashanova D., Fukata N. *Polymers*, **13**, 3004 (2021).
19. Gad P., Choe J., Nandra M.S., Zhong H., Roy R.R., Tai Yu-Chong, Edgerton V.R. *J. NeuroEng. Rehabil.*, **10**, 2 (2013).